

⑫ 公開特許公報(A) 平4-156825

⑤Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬公開 平成4年(1992)5月29日

A 61 B 5/055
G 01 R 33/487831-4C A 61 B 5/05 3 8 2
7831-4C 3 1 1
7621-2J G 01 N 24/08 Y
審査請求 未請求 請求項の数 3 (全12頁)

⑥発明の名称 流入効果によつて血流を描画する過程を備えたMRI装置

⑪特 願 平2-282011

⑫出 願 平2(1990)10月22日

⑦発 明 者 西 村 博 千葉県柏市新十番二番1号 株式会社日立メディコ技術
研究所内

⑧出 願 人 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

明 細 書

1. 発明の名称

流入効果によつて血流を描画する過程を備えた
MRI装置

2. 特許請求の範囲

1. 被検査体に静磁場及び傾斜磁場を与える手段と、前記被検査体の組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波パルスを印加する手段と、前記核磁気共鳴による信号を検出するための核磁気共鳴信号検出手段と、この検出手段により検出された核磁気共鳴信号をフーリエ変換して画像を再構成する手段とを備えてなる磁気共鳴イメージング(MRI)装置において、

血流の位相回転を戻すための傾斜磁場を印加する過程をパルス・シーケンスに設けることによって、流入する血流を静止部より高信号で捕捉するとともに、位相エンコード方向には0エンコードだけ計測し、必要とする領域に応じた多数の断面の情報を得ることによって、撮像時

間を短縮したことを特徴とする流入効果によつて血流を描画する過程を備えたMRI装置。

2. 特許請求の範囲第1項において、位相エンコード数を0エンコードだけ計測するとともにスライス・エンコード傾斜磁場を印加することによってスライス方向に多数の断層面情報を3次元的に計測し、位相エンコード方向には積分された情報を得ることを特徴とする流入効果によつて血流を描画する過程を備えたMRI装置。

3. 被検査体に静磁場及び傾斜磁場を与える手段と、前記被検査体の組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波パルスを印加する手段と、前記核磁気共鳴による信号を検出するための核磁気共鳴信号検出手段と、この検出手段により検出された核磁気共鳴信号をフーリエ変換して画像を再構成する手段とを備えてなる磁気共鳴イメージング(MRI)装置において、

血流の位相回転を戻すための傾斜磁場を印加

する過程をパルス・シーケンスと血流の位相回転を戻さないにパルス・シーケンスと設け、両方の差分によって、血流を静止部より高信号で捕捉するとともに、位相エンコード方向には 0 エンコードだけ計測し、必要とする領域に応じた多数の断面の情報を得ることによって、撮像時間を短縮したことを特徴とする流入効果によって血流を描画する過程を備えた MRI 装置。

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は、核磁気共鳴（以下、NMR と略す）現象を利用して、被検査体の断層画像を得る NMR イメージング装置（以下、MRI 装置と略す）に関するものである。

[従来の技術]

MRI 装置は、X 線 CT 装置によって得られる X 線吸収係数を可視化した画像のように、解剖学的情報のみならず、生化学的情報、化学シフト情

報や血流情報を得ることができるので、近年注目を集め、急速に普及しつつある。

その中でも、MRI 装置を使って、血流信号を描出する方法は MR アンジオグラフィとして X 線を使ったアンジオグラフィのように造影剤が不要であり、患者に対する副作用も無いので、特に臨床応用が盛んになってきている。本発明は MR アンジオグラフィに関するものである。

まず、MRI 装置について説明する。

MRI 装置は、NMR 現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン（以下、単にスピンと称す）の密度分布、緩和時間分布（縦緩和時間 T1 あるいは横緩和時間 T2 に関する情報）などを計測して、その計測データから被検体の断面情報を画像として表示するものである。

この装置では、第 4 図に示すように 0.02 ～ 2 テスラ程度の静磁場を発生させる静磁場発生装置 10 の中に被検体 1 が置かれる。このとき、被検体中のスピンは静磁場の強さ H₀ によって決まる周波数で静磁場の方向を軸として歳差運動を行

なう。この周波数をラーモア周波数と呼ぶ。ラーモア周波数 ν_L は

$$\nu_L = \frac{\gamma}{2\pi} H_0 \quad (1)$$

ここに、H₀：静磁場強度

γ：核種に固有の磁気回転比

で表わされる原子核の種類ごとに固有の値を持っている。また、ラーモア歳差運動の角速度を ω_L とすると、

$$\omega_L = 2\pi\nu_L$$

の関係にあるので、

$$\omega_L = \gamma H_0 \quad (2)$$

で与えられる。

さて、高周波送信コイル 20a によって計測しようとする原子核のラーモア周波数 ν_L に等しい周波数 f_L の高周波磁場を被検体に照射すると、スピンは励起され、エネルギー準位の高い状態へ遷移する。この高周波磁場を打ち切ると、スピンは元の低いエネルギー準位へ戻ろうとする。この過程を緩和現象と呼ぶ。この時放出される微弱な

電磁波を受信コイル 20b で受信し、増幅器 23 で増幅し、フィルタによって波形整形した後、A/D 変換器 25 でデジタル化して中央処理装置 11（以下、CPU と称す）に送る。CPU 11 では、この得られた信号を基に再構成演算をし、この演算されたデータが被検体 1 の断層像として、ディスプレイ 28 に表示される。上記の高周波磁場は、CPU 11 により制御されるシーケンサ 12 が送り出す信号を高周波増幅器 19 によって増幅したものを高周波送信コイル 20a に送ることによって得られる。

ところで、MRI 装置では、前記の静磁場と高周波磁場の他に、空間内の位置情報を識別するために空間的な位置と磁場強度の関係が線形になるような勾配磁場を発生する傾斜磁場コイル群 21 が装備されている。これらの傾斜磁場コイル群は、シーケンサ 12 からの信号に基づいて動作する傾斜磁場コイル用電源 22 から電流を供給され、被検体周囲に傾斜磁場を発生するものである。

次に、MRI 装置における断層像撮影の原理に

ついて簡単に述べておく。静磁場 H_0 中のスピンは古典力学的に見ると、1 個の棒磁石のように振る舞い、先に述べたラーモア周波数 ω_0 で静磁場方向（この方向を通常 z 軸にとる）を軸とする回りに歳差運動を行なっている。この周波数は、式 (2) で与えられ、静磁場強度に比例する。式 (1)、及び式 (2) における γ は磁気回転比と呼ばれ、核種に固有のものである。被検体内の単位画素内のスピンの量は膨大であり、個々のスピンは静磁場でランダムな位相で回転しているため静磁場方向と直交した X 、 Y 方向成分は互いに打ち消しあい、 Z 方向のみの巨視的磁化が残る。この状態で X 方向にラーモア周波数 ω_0 に等しい周波数の高周波磁場 H_1 を照射すると巨視的磁化は Y 方向に倒れ始める。この倒れる角度は、照射する高周波磁場 H_1 の強度と照射時間の積に比例し、高周波磁場をパルスとして見做したときに、巨視的磁化が 90° 倒れるものを 90° パルス、 180° 倒れるものを 180° パルスと呼ぶ。

商用化されている MRI 装置のほとんどは、一

般的に 2 次元フーリエ変換イメージング法を用いて撮影している。このうち代表的なスピネコー法に基づいて撮像の原理を説明する。このパルスシーケンスでは、最初に 90° パルスを照射し、巨視的磁化を 90° 度倒す。倒れた直後は巨視的磁化としてみなせたものが、スピン同志の相互作用や周りの磁場の環境が微妙に影響し、各スピンの回転の周波数がわずかながら異なるので、時間の経過と共に各スピン間に位相差が生じる。このような状態で 180° パルスを照射すると、各スピンは回転座標系で反転し、その後も各スピンの回転速度は同じまま回転し続けるので、今まで互いに位相が拡散する方向にあった関係が収束する方向に変わる。完全に収束したとき、エコー信号を形成する。この時、 90° パルスからエコー形成までの時間をエコー時間 TE とすると、 90° パルスから 180° パルスまでの時間を $TE/2$ とするのが望ましい。

このように計測された信号は、静磁場内のどこで発生したものであるかの識別ができない。そこ

で、その識別のために空間的な位置の変化が線形である傾斜磁場を用いる。まず、空間的に均一な静磁場に傾斜磁場を印加すると、空間的な距離と磁場強度は線形に変化するので、照射時に断層像を得たい場所の周波数に応じた高周波磁場を照射すれば、その周波数に共鳴した部分のみ励起されるので、励起面が断層像として形成される。次に信号読み出し時に、傾斜磁場を印加しながら計測すれば、これをフーリエ変換することによって断層面の 1 軸に関して位置の弁別が可能となる。この軸に直交した方向には、位置に応じた位相をこの方向に傾斜を持った傾斜磁場によって付加し、同様にフーリエ変換によって、位置の弁別をしている。これら、空間の直交した 3 軸を区別するために 3 軸に対応した傾斜磁場コイル群を装着している。

以上の MRI 装置に関しては、「NMR 医学」（基礎と臨床）（核磁気共鳴医学研究会編・丸善株式会社 昭和 59 年 1 月 20 日発行）に詳しい。

ところで、MRI 装置において、傾斜磁場の印加様式を、傾斜磁場強度及びその印加時間が同一である正負一対で構成する傾斜磁場の組はフロー・エンコード・パルスと呼ばれ、その印加によって静止部の核スピンはその位相が戻るが、流れのある部分では、或る位相が付加される。そのために血流のように流れの有る部分の信号は消失する。これを戻すには、前記の位相に対してちょうど負の関係に有る傾斜磁場を印加すれば良い。従って、2 組のフロー・エンコード・パルスを正負対にして印加することによって流れの有る部分の位相をも戻すことができる。このような方法は傾斜磁場モーメント零化法あるいは位相戻し (Rephasing) 等と呼ばれている。

このような傾斜磁場の印加様式を採ることによって血流信号を高輝度で描出しようとする方法については、例えば、"Magnetic Resonance Imaging of the Body", edited by D.D.Stark and W.G.Bradley, Jr., Raven Press, New York (1987)、あるいは、C.L.Dumoulin et al; "Three-Dimension-

al Time-of-Flight Magnetic Resonance Angiography Using Spin Saturation", Magnetic Resonance in Medicine, 11, pp.35-46(1989)等に詳しい。

この傾斜磁場モーメント零化法をグラジエント・エコー法に適用すると、血流信号を高信号で捕らえることができる。このような手法を従来の2次元フーリエ変換法によって撮像し、多数の断層面の情報を得た上で、この3次元的な血管像（アンジオ像）を2次元に投影して医師の診断に供している。この方法では、一枚の2次元像を得る時間に撮像枚数分を掛けた撮像時間が必要である。

以上のように、従来の技術では、一枚の2次元のMRアンジオ像を得るためにでも、必要以上に長い撮像時間が必要であった。

[発明が解決しようとする課題]

上記従来技術では、一枚の2次元MRアンジオ像を得るのに、3次元のアンジオ像から投影処理を実施して作成するために、一度3次元の計測を

を与える手段と、前記被検査体の組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波パルスを印加する手段と、前記核磁気共鳴による信号を検出するための核磁気共鳴信号検出手段と、この検出手段により検出された核磁気共鳴信号をフーリエ変換して画像を再構成する手段とを備えてなる核磁気共鳴イメージング装置において、血流の位相回転を戻すための傾斜磁場を印加する過程をパルス・シーケンスに設けることによって、流入する血流を静止部より高信号で捕捉するとともに、位相エンコード方向には0エンコードだけ計測することを多数の位置に対して実施すれば2次元のアンジオ像を直接得ることができる。

[作用]

一般に、現在商用化されているMRI装置は、対象核種がプロトンであり、計測により被検査体内のプロトン密度やその緩和時間情報を得ている。いま、2次元断面に対して垂直に流れる血流を描画することを考える。流れる核スピンは、傾斜磁

場を印加させると、傾斜磁場が印加されている方向に移動することによって異なった共鳴周波数を感じるため、或る中心の共鳴周波数から見ると流れる核スピンは位相の進み遅れ、すなわち位相回転を感じることになる。従って、一般には静止部の信号と比較して、動きのある部分では信号消失が生じる。

実施しなければならず、そのため撮像時間は長いものであった。

[課題を解決するための手段]

本発明の目的は、予め3次元の計測を実施してアンジオ像を作成するのではなく、直接2次元の投影アンジオ像を計測することによって、撮像時間の短縮を図り、得られた画像が直接観察可能なアンジオ像となっている装置を提供することにある。

より詳しくは、被検査体に静磁場及び傾斜磁場

上記目的は、通常画像信号計測のための位相エンコード数を1とし、普通得ている2次元画像を位相エンコード方向に1次元に縮退させ、いわゆる、ラインスキャンを実施し、これを多数の縮退したラインスキャンの集合によって2次元の画像を構成するとともに、撮像のシーケンスとして血流部を高信号で計測するものを採用することによって2次元のアンジオ像を直接計測することを実現できる。

この信号消失を防ぐには、前記の位相の進み遅れを戻すことを実施すれば良い。流れる核スピンの位相回転が傾斜磁場の印加に起因するのであるから、位相戻しも傾斜磁場の印加によって回復することが可能である。第2図は正負一對の傾斜磁場印加の組合せが核スピンの位相にどのような影響を与えるかを示したものである。図の下段部は正負一對の傾斜磁場の印加の核スピンに与える位相の影響を示す。静止部の核スピンは移動しないので、傾斜磁場強度が正側と負側で同じであり、かつ、その印加時間も同一であれば、正側の傾斜磁場が印加されている間に感じた位相回転量と負側の傾斜磁場が印加されている間に感じた位相回

転量は大きさが同じで符号が反対であるので結果として位相回転は零となる。

ところが、例えば、一定速度 v で流れる核スピンは、移動することで異なった位相回転量を累積的に受けるため、結果として時間の 2 乗関数で表わされるので、正負一对の傾斜磁場印加後では第 1 式で表わされる位相 ϕ を感じるようになる。

$$\phi = 2 \pi G v t_a t_b \quad (1)$$

ここで、 G は傾斜磁場強度、 t_a は片側の傾斜磁場印加時間、 t_b は正負一对の傾斜磁場の重心間時間を示す。この位相回転のために血流のように流れる核スピンは信号消失を来す。

この信号を回復させるには位相回転を補正すれば良いことは明らかである。第 2 図上段は、流れる核スピンが感じた位相回転量を元に戻すために、前記位相回転量をちょうど戻しうる、前記正負一对の傾斜磁場の組合せの負のものを、前記正負一对の傾斜磁場の前、あるいは後いずれかに印加し、

〔実施例〕

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

第 4 図は本発明に係る核磁気共鳴イメージング装置の全体構成例を示すブロック図である。この核磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴 (NMR) 現象を利用して被検査体 1 の断層画像を得るもので、静磁場発生磁石 10 と、中央処理装置 (以下、CPU という) 11 と、シーケンサ 12 と、送信系 13 と、磁場勾配発生系 14 と、受信系 15 と信号処理系 16 とからなる。上記静磁場発生磁石 10 は、被検査体 1 の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に強く均一な静磁場を発生させるもので、上記被検査体 1 の周りのある広がりを持った空間に永久磁石方式又は常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。上記シーケンサ 12 は、CPU 11 の制御で動作し、被検査体 1 の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系 13 及び磁場勾配発生系 14 並びに受信系 15 に送るものである。上記送信系 13 は、高周波発振

第 1 式で示す位相の負のものを付加することで、流れる核スピンの位相をも零にしている。もちろん、静止部の核スピンの位相は、このような正負 2 対の傾斜磁場印加後においても零であることは言うまでもない。このような方法を傾斜磁場モーメント零化法、あるいは位相戻し (Rephasing) と呼んでいる。

このようにして、信号消失した血流の位相回転を補正すれば、血流の信号を画像上で高信号に描出することができる。第 3 図は、位相戻しの効果をスライス選択励起軸、及び信号読み出し軸に付加したグラジエント・エコー法を示す。

MR アンジオグラフィとして利用するためには、血流部と静止部との分離能を上げる必要がある。組織の縦緩和時間は通常長いものであるので、それよりも短い横返し時間 TR を採れば、静止部は充分低い信号となるので、血流部と静止部の分離能を大きくすることが出来、血流を高信号で描出することが可能である。

器 17 と変調器 18 と高周波増幅器 19 と送信側の高周波コイル 20a とからなり、上記高周波発振器 17 から出力された高周波パルスシーケンサ 12 の命令に従って、変調器 18 で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 19 で増幅した後に被検査体 1 に近接して配置された高周波コイル 20a に供給することにより、電磁波が上記被検査体 1 に照射されるようになっている。上記磁場勾配発生系 14 は、X、Y、Z の三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル 21 と、それぞれのコイルを駆動する傾斜磁場電源 22 とからなり、上記シーケンサ 12 からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源 22 を駆動することにより、X、Y、Z の三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検査体 1 に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により、被検査体 1 に対するスライス面を設定することができる。上記受信系 15 は、受信側高周波コイル 20b と増幅器 23 と直交位相検波器 24 と A/D 変換器 25 とからなり、上記送信側の高周波コイル 20a から照射された電磁波による被検査体

1 の応答の電磁波 (NMR 信号) は被検査体 1 に近接して配置された高周波コイル 20b で検出され、増幅器 23 及び直交位相検波器 24 を介して A/D 変換器 25 に入力してデジタル量に変換され、さらにシーケンサ 12 からの命令によるタイミングで直交位相検波器 24 によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系 16 に送られるようになっている。この信号処理系 16 は、CPU 11 と、磁気ディスク 26 及び磁気テープ 27 等の記憶装置と、CRT 等のディスプレイ 28 とからなり、上記 CPU 11 でフーリエ変換、補正係数計算、被検査体の動きによるアーチファクトの除去処理、像再生等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ 28 に表示するようになっている。なお、第 4 図において、送信側及び受信側の高周波コイル 20a、20b と傾斜磁場コイル 21 は、被検査体 1 の周りの空間に配置された静磁場発生磁石 10 の磁場空間内に配置されている。

ようにしておく。区間 3 においては、負の周波数エンコード傾斜磁場を印加する。これは、区間 5 において NMR 信号を計測する際に、時間原点が区間 5 の中央に来るように、核スピンをあらかじめデフェイズ (dephase, 位相を反転させること) させておくためのものである。区間 4 では、負の周波数エンコード傾斜磁場のみを印加する。区間 5 では、正の周波数エンコード傾斜磁場を印加するとともに、NMR 信号の計測を行う。

NMR イメージングを行うには、前述のごとく静磁場に傾斜磁場を印加した状態で RF パルスを照射し、被検査体 1 の検査領域から出る NMR 信号を空間情報としてエンコード (符号化) するために傾斜磁場を印加し、NMR 信号を計測した後、画像再構成する。

空間を符号化するために、傾斜磁場を用いるが、これは核磁気共鳴周波数 ω が磁場強度と線形関係にあることを利用している。すなわち、傾斜磁場が空間的に直線性が保たれていると、対象領域における空間位置と周波数の関係は線形となり、時

第 3 図は、本発明で使用するグラジエント・エコー計測におけるタイム・シーケンスを模式的に表わしたものである。第 3 図において、RF は無線周波の信号照射のタイミング及び選択励起のためのエンベロープを示している。Gz はスライス方向の傾斜磁場印加のタイミングを示す。Gy は位相エンコード方向傾斜磁場を示す。Gx は周波数エンコード傾斜磁場印加のタイミングを示し、Signal は計測される NMR 信号を示す。最下段はタイム・シーケンスを 1 ～ 5 に区間分けしたものである。なお、X、Y、Z 三軸はそれぞれ直交したデカルト座標軸である。第 3 図中区間 1 においては、90 度あるいはそれ以下の角度の選択励起パルスを照射するとともに、スライス方向傾斜磁場を印加する。区間 2 において負のスライス選択方向の傾斜磁場を印加し、スライスの両端での位相回転を戻すとともに、次の区間 3 でのスライス方向の位相戻し効果の準備をする。さらに、区間 2 において、周波数エンコード方向の傾斜磁場を印加し、エコー信号計測時に位相戻し効果が入る

間情報である NMR 信号をフーリエ変換し、周波数軸に置き換えるだけで被検査体 1 の位置情報が得られることを利用して画像を再構成している。

通常は、2 次元フーリエ変換法によって画像を再構成しているが、本発明では位相エンコード方向に縮退した、すなわち、積分された情報を得るようにしている。このような計測の仕方は、ラインスキャンとも呼ばれている。画像として構成するには、このラインスキャンを等間隔に多数収集することによって実現できる。以下に、選択励起によってスライス方向にある厚みをもった領域の核スピンの励起された後に空間を符号化する方法について説明する。

ある厚みをもった 2 次元面領域の核スピンを空間座標に応じた量だけ回転を付加するために、通常、X、Y の 2 方向に分けて符号化する。第 3 図に従えば、X 方向を周波数エンコード方向、Y 方向を位相エンコード方向と区別している。

周波数エンコード方向には、スピン・エコー信号を読み取る際、視野の両端で位相が $N\pi$ だけず

れている必要があり、周波数エンコード時間を T_x とすれば、

$$\gamma G_x \cdot D \cdot T_x = N \pi \quad \dots (7)$$

なる関係を満たさなければならない。ここで、

$$\gamma : \text{対象核であるプロトンの磁気回転比} \\ (2.6751 \times 10^8 \text{ rad/sec/Gauss})$$

G_x : 周波数エンコード方向傾斜磁場の強度

D : 視野直径

N : 計測サンプル数

である。

周波数エンコード方向の傾斜磁場の印加は、 x 方向の空間座標を周波数軸に符号化する方法を意味する。

このようにして、 x 方向には N サンプルの 1 次元計測データが収集される。通常、NMR 信号計測には QPD (Quadrature Phase Detection) 手法を用いて実部、虚部を同時に収集するので、 $N \times 1$ サンプルの複素データが得られる。これを 1 次元フーリエ変換すれば画像の 1 ラインの情報が得られる。このようなデータを多数の断面に対

り、スライス厚が 1 mm であるとする、スライス方向に 6.4 mm の画像を得ることになる。従来はこれを投影して 2 次元の血管像、すなわち MR アンジオ像を得ていた。

本発明では、直接投影された 2 次元の血管像を得るので、1 枚の血管像の撮像時間は約 20 秒程度であり、大幅な時間短縮が可能である。しかも、従来のように 3 次元の血管像から 2 次元面への投影処理の時間も不必要となるので、この面からも全体の処理時間の短縮が可能である。

第 1 図は、本発明における第 3 図のパルス・シーケンスを使って、1 本のラインスキャンを実施したときの血管像の形成される様子を示す。繰り返し時間 TR の短いグラジエント・エコー法を使用すると、組織の縦緩和時間よりも短い TR により、静止部 32 の信号は小さく、血管 31 の信号のみ大きく捕捉できる。このラインスキャンを 1 mm ずつ実施し、全体で 25.6 mm 計測すれば 2 次元の投影血管像を直接撮影できる。この場合、繰り返し時間 TR : 40 ms 、ライン数 : 256 、加算

して収集すれば、1 枚の画像として形成できる。

第 3 図で、血流など流れのある成分が高信号で結像させる方法については、既に第 2 図について説明したように、正負 2 対の傾斜磁場の組合せに基づく位相戻しをスライス選択軸と周波数エンコード軸に適用し、血流等を高信号で描出している。

さて、第 3 図で示すような血流を高信号で描出するパルス・シーケンスを、位相エンコード方向には積分されたラインスキャンとして実行し、計測する共鳴周波数を、位置が 1 mm ずつ変化するように撮像すれば、それらの集合体として 1 枚の血管像を形成できる。従来は第 5 図に示す如く、2 次元の血管像を多数枚計測し、得られた 3 次元の血管像から 2 次元へ投影して医師の診断に供していた。しかし、この方法では、3 次元の血管像を撮像するのに約 20 分程度必要であった。たとえば、繰り返し時間 TR : 40 ms 、位相エンコード数 : 256 、スライス数 : 64 、加算回数 : 2 回の撮像条件で 21.85 分の撮像時間が必要である。この計測で 64 枚の 2 次元の血管像を得てお

回数 : 2 回とすると、撮像時間は 20.48 秒であり、患者拘束時間も極めて短く、腹部等の息止め撮像にも適用でき、本発明の有用性が高いと言える。

第 6 図は、第 1 図の手法によっても静止部の信号と血流部の信号との分離能が十分高くないときに使用が望ましい方法である。一度に位相戻し効果の入ったシーケンスと、そのないシーケンスとで計測し、両者の差分から血管の信号のみを取り出す方法である。第 6 図(a)は人体の横断面を示す。位相戻し効果が十分働いていると静止部と血流部の信号強度は同程度のものとなるので、ラインスキャンを実施し、その信号のプロファイルを見ると、第 6 図(b)に示すように血管の位置が不明な断面プロファイル S_g が得られる。次に、位相戻し効果の入っていないシーケンスでラインスキャンを実施すると、そのプロファイルは第 6 図(c)のようになり、血管部の信号は低下するのでプロファイル S_g に血管部を示す凹み S_g ができる。静止部の信号強度を示す高さ D_R は両

者で等しいと考えられるので、(b)から(c)を引くことによって第6図(d)に示すような血管のプロファイルを得ることができる。このようにして、ラインスキャンを1mmずつずらしながら計測すれば2次元の投影血管像を直接撮影できる。

第7図は、前述の差分による血管像撮像のバルスシーケンスを示す。前半部が位相戻し効果の入った位相不感型シーケンス部、後半部が位相戻し効果のない位相感応型シーケンス部である。第7図において呼称は第3図と同一である。第7図前半部は第3図と同じである。後半部は、区間6においてRF選択励起パルスを照射しながら、スライス選択のための傾斜磁場 G_x を印加する。区間7においては、負のスライス方向傾斜磁場を印加することによってスライス方向の両端部での位相回転を戻しておく。さらに、区間8において、負の周波数エンコード方向傾斜磁場を印加し、エコー信号結像の中心を信号計測時間の中央にくるようにする。区間9においては、NMR信号を計測する。このようにして得られた前半部と後半部の

信号を引算すれば血管像のみ得られる。

第8図は、このようにラインスキャンで得られた多数の線情報を収集し、画像として構成する方法を示す。第1図で示す、ある厚みを持ったラインスキャンによる線情報を、例えば1mm間隔で計測し、これらを位置の対応を正しくとった状態で並べれば、第8図上段の鳥瞰図に示すように多数のライン情報から2次元の画像として形成される。第8図下段はこれを正面から見た画像の状態を示す。このようにして多数のラインスキャンの線情報から2次元の血管像が得られる。

第9図は、ラインスキャンで得られた多数の線情報を収集し、画像として構成した後、血管像を得るプロセスを示す。位相戻し効果を持つシーケンスで撮像したラインスキャンの集合による画像 I_1 から、位相戻し効果の入らないシーケンスで撮像したラインスキャンの集合による画像 I_2 を引算すると、投影された2次元の血管像 I_3 が得られる。

[発明の効果]

本発明によれば、計測の際に位相エンコード方向を0エンコードのみ計測することによって、従来3次元的に計測していた血管像を、直接2次元で計測するので、計測時間の短縮のみならず、3次元の血管像を2次元に投影変換する処理も省略できるので、大幅な患者拘束時間の短縮することに効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の計測方法の特徴を示す図、第2図は傾斜磁場印加の方法による核スピンの位相回転の様子を示す図、第3図は血管を高信号で描出する位相戻し効果の入ったグラジエント・エコー法のバルス・シーケンス図、第4図は本発明に係るNMRイメージング装置の全体構成例を示すブロック図、第5図は従来の3次元計測による血管像を2次元に投影する方法を示す図、第6図は差分によって血管像を描出する方法を示す図、第7図は血管を描出するのに位相戻し効果の有無で

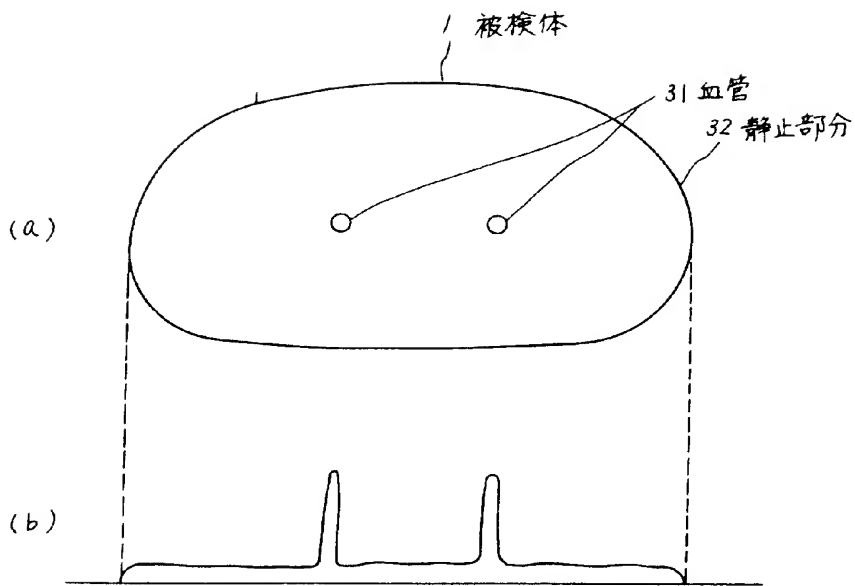
差分をとる際のグラジエント・エコー法のバルス・シーケンス図、第8図はラインスキャンの情報から2次元の血管像を作成する方法を示す図、第9図は本発明の方法を差分による計測で実現する事を示す図。

1…被検体、10…静磁場発生磁石、11…中央処理装置、12…シーケンサ、13…送信系、14…磁場勾配発生系、15…受信系、16…信号処理系、17…高周波発振器、18…変調器、19…高周波増幅器、20a…送信側高周波コイル、20b…受信側高周波コイル、21…傾斜磁場コイル、22…傾斜磁場電源、23…増幅器、24…直交位相検波器、25…A/D変換器、26…磁気ディスク、27…磁気テープ、28…ディスプレイ、31…血管部、32…静止部。

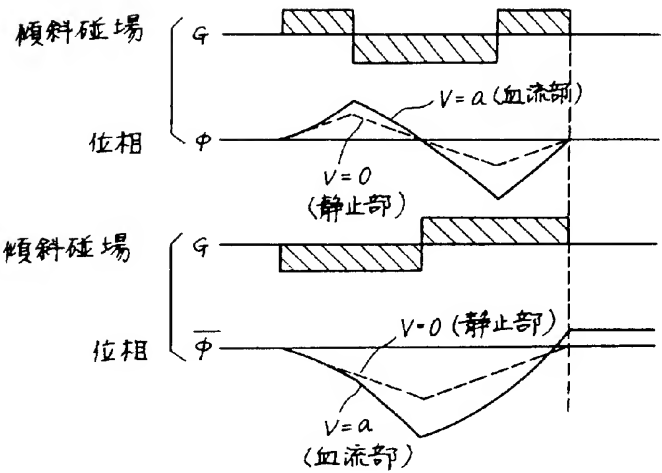
代理人 弁理士 小川勝男



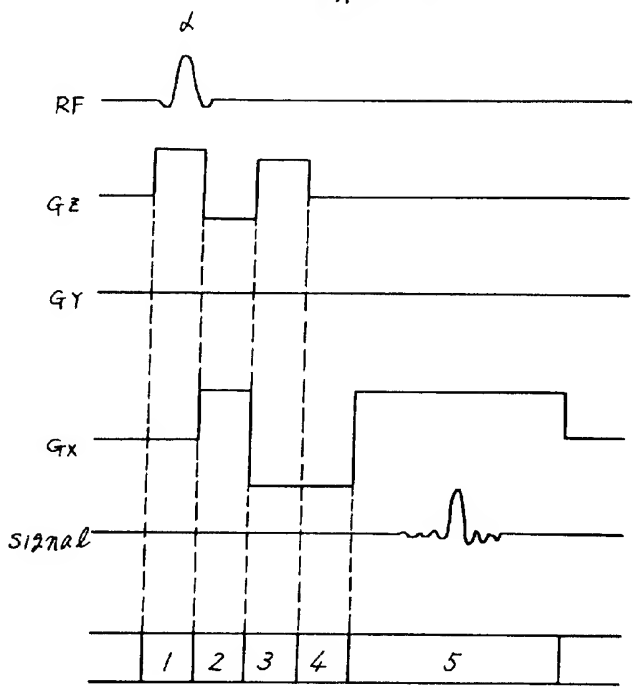
第 1 図



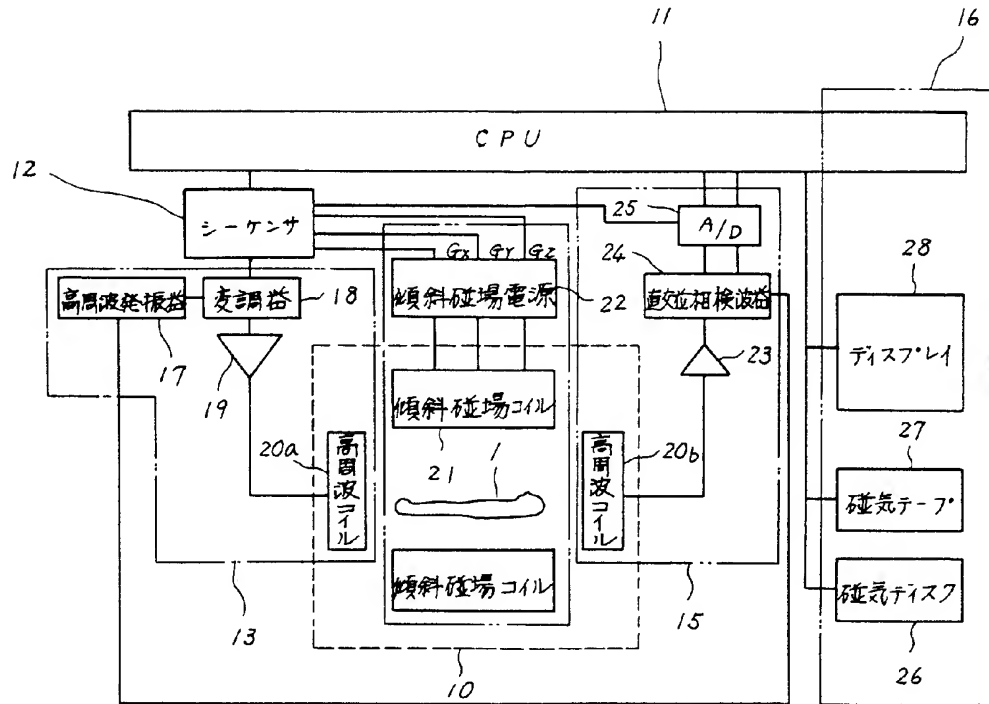
第 2 図



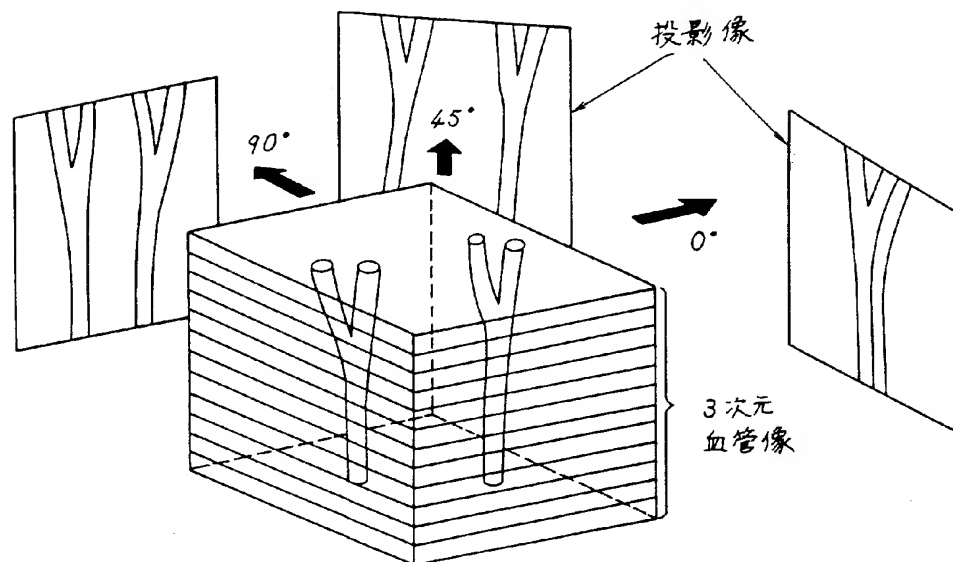
第 3 図



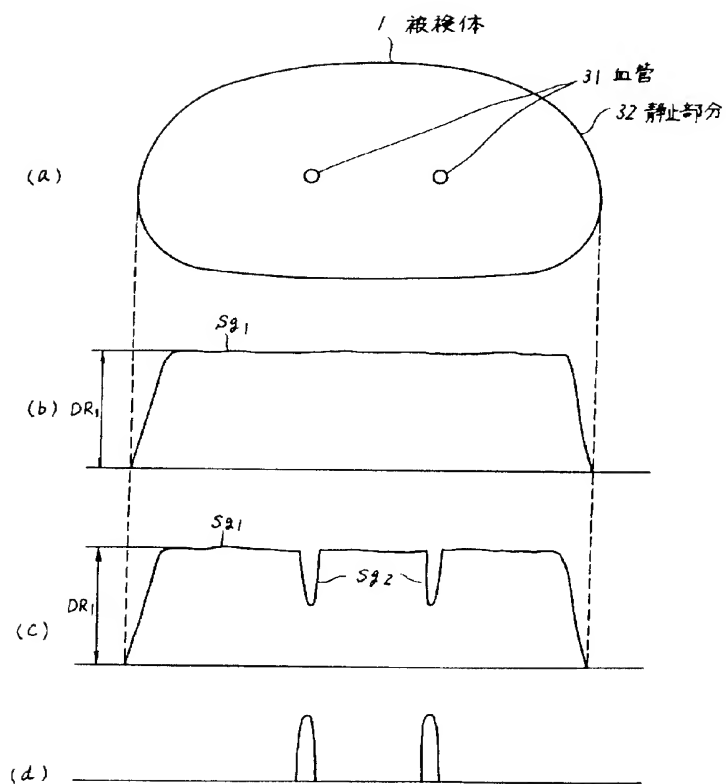
第 4 図



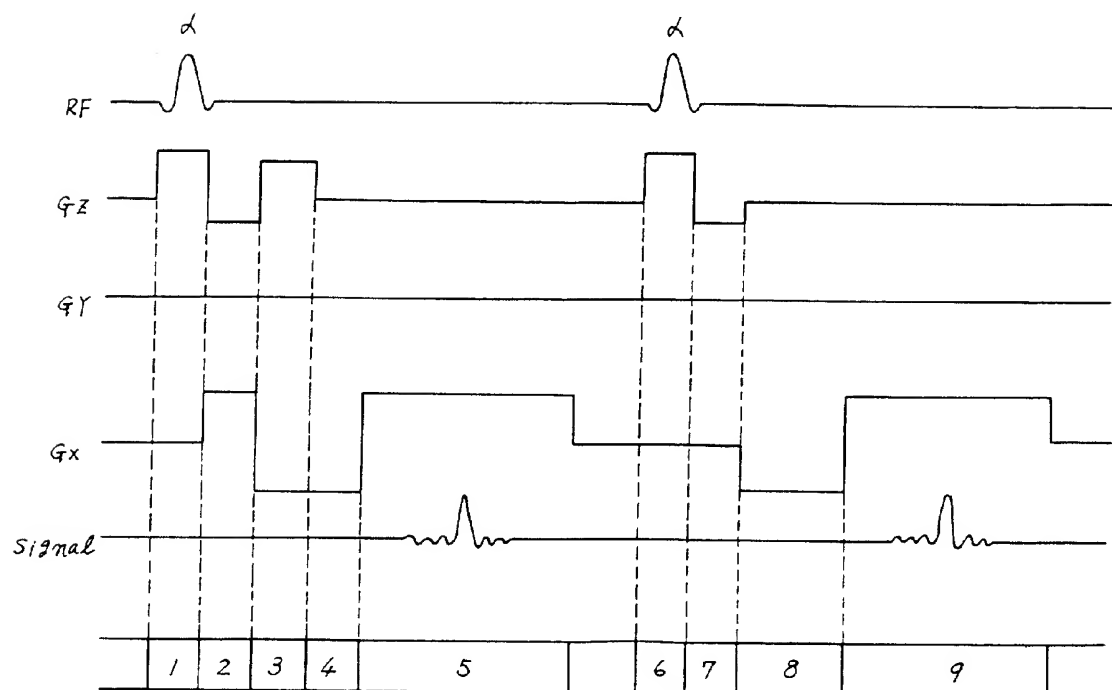
第 5 図



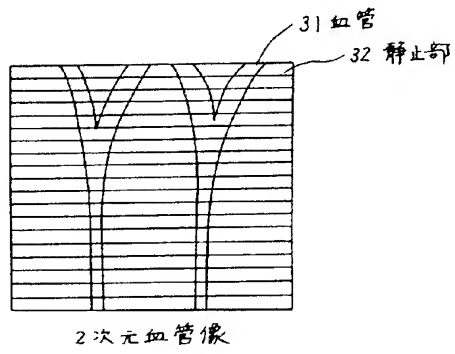
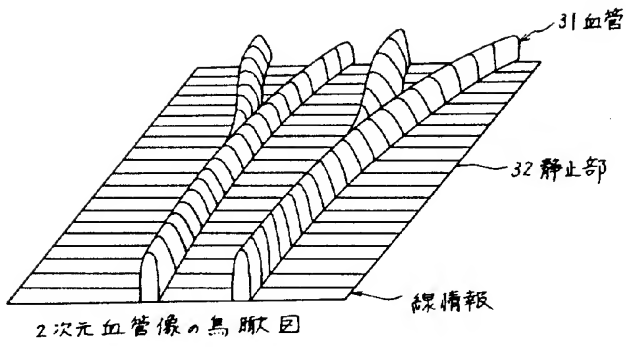
第 6 図



第 7 図



第 8 図



第 9 図

